

1/9/1

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI

(c) 2001 Derwent Info Ltd. All rts. reserv.

011259519 **Image available**

WPI Acc No: 1997-237422/*199722*

XRPX Acc No: N97-196091

Electrocardiogram or electroencephalogram time series measurement signal classification system - uses calculated entropies for measured signal for determining information flow used for signal classification

Patent Assignee: SIEMENS AG (SIEI)

Inventor: DECO G; SCHUERMAN B

Number of Countries: 019 Number of Patents: 005

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
DE 19610847	C1	19970430	DE 1010847	A	19960319	199722 B
WO 9735267	A1	19970925	WO 97DE416	A	19970305	199744
EP 888590	A1	19990107	EP 97914162	A	19970305	199906
			WO 97DE416	A	19970305	
JP 2000506416	W	20000530	JP 97533019	A	19970305	200033
			WO 97DE416	A	19970305	
US 6266624	B1	20010724	WO 97DE416	A	19970305	200146
			US 98142265	A	19980903	

Priority Applications (No Type Date): DE 1010847 A 19960319

Cited Patents: 1.Jnl.Ref

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan	Pg	Main IPC	Filing Notes
-----------	------	-----	----	----------	--------------

DE 19610847	C1		10	G06F-017/10	
-------------	----	--	----	-------------	--

WO 9735267	A1	G	22	G06F-017/18	
------------	----	---	----	-------------	--

Designated States (National): JP US

Designated States (Regional): AT BE CH DE DK ES FI FR GB GR IE IT LU MC

NL PT SE

EP 888590	A1	G		G06F-017/18	Based on patent WO 9735267
-----------	----	---	--	-------------	----------------------------

Designated States (Regional): DE FR GB

JP 2000506416	W		16	A61B-005/0452	Based on patent WO 9735267
---------------	---	--	----	---------------	----------------------------

US 6266624	B1			G06F-017/00	Based on patent WO 9735267
------------	----	--	--	-------------	----------------------------

Abstract (Basic): DE 19610847 C

The classification system uses a processor for calculating the applicable signal entropies, used for determining at least one information flow for a given number of future sampling points, used for classification of the measured signals.

Pref. the entropies are calculated from summation functions for the sample values of the electrocardiogram or electroencephalogram signal, the subsequent classification effected on dependence on whether or not the information flow graph has a curved shape.

ADVANTAGE - Simple binary classification of electrocardiogram or electroencephalogram signals.

Dwg.1/5

Title Terms: ECG; EEG; TIME; SERIES; MEASURE; SIGNAL; CLASSIFY; SYSTEM;

CALCULATE; MEASURE; SIGNAL; DETERMINE; INFORMATION; FLOW; SIGNAL;

CLASSIFY

Derwent Class: P31; S05; T01

International Patent Class (Main): A61B-005/0452; G06F-017/00; G06F-017/10; G06F-017/18

International Patent Class (Additional): A61B-005/03; A61B-005/0402;

A61B-005/0476; G06F-015/18; G06F-019/00; G06F-159-00

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S05-D01A1; S05-D01A2; T01-J03; T01-J04B2; T01-J06A

THIS PAGE BLANK (USPTO)

19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

98 PS 729
Patentschrift
DE 196 10 847 C 1

21 Aktenzeichen: 198 10 847.0-53
22 Anmeldetag: 19. 3. 96
23 Offenlegungstag: —
24 Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 30. 4. 97

51 Int. Cl. 6:
G 06 F 17/10
G 06 F 19/00
A 61 B 5/0402
A 61 B 5/0478
A 61 B 5/03
// G 06 F 159:00

B
DE 196 10 847 C 1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

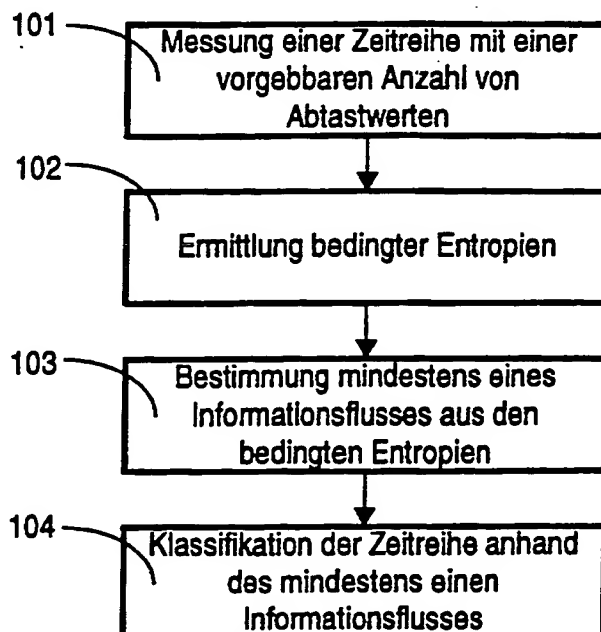
73 Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

72 Erfinder:
Deco, Gustavo, Dr., 80838 München, DE; Schürmann,
Bernd, Prof. Dr.rer.nat.habil., 85778 Haimhausen, DE

56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht gezogene Druckschriften:
DE 39 12 028 A1
MORFILL, G.: Komplexitätsanalyse in der Kardiologie, Physikalische Blätter, Vol. 50, Nr. 2, S. 158-160, 1994;
EBELING, W. et al: Entropy, Transinformation ans Word Distribution of Information-Carrying Sequences, International Journal of Bifurcation and Chaos, Vol. 5, Nr. 1, S. 51-81, 1995;
WOLPERT, D. et al.: Estimation Functions of Probality Distributions from a finite Set of Samples, Physical Review E, Vol. 52, Nr. 6, S. 6841-6854, Dezember 1995;
LICOX: GMS, Gesellschaft für Medizinische Sonden-technik mbH, Advanced Tissue Monitoring;

54 Verfahren zur Klassifikation einer meßbaren Zeitreihe, die eine vorgebbare Anzahl von Abtastwerten aufweist, beispielsweise eines elektrischen Signals, durch einen Rechner und Verwendung des Verfahrens

57 Bei dem Verfahren werden für die Abtastwerte bedingte Entropien ermittelt, anhand derer ein Informationsfluß für eine vorgebbare Anzahl zukünftiger Abtastzeitpunkte bestimmt wird. Anhand des Informationsflusses wird eine Klassifikation der Zeitreihe durchgeführt. Der Informationsfluß spiegelt nichtlineare Korrelationen zwischen den Abtastwerten wieder. Somit ist eine Klassifikation zwischen Zeitreihen, deren Abtastwerte nichtlinear korreliert sind und Zeitreihen, deren Abtastwerte stochastisch unabhängig sind, möglich.



DE 196 10 847 C 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Klassifikation einer meßbaren Zeitreihe, die eine vorgebbare Anzahl von Abtastwerten aufweist, insbesondere eines elektrischen Signals, durch einen Rechner.

Die Erfindung findet Anwendung in technischen Gebieten, in denen es von Interesse ist, aus gemessenen Zeitreihen auf das zukünftige Verhalten der Zeitreihen zu schließen. Diese Vorhersage des zukünftigen "Verhaltens" der Zeitreihe erfolgt unter der Annahme, daß die Zeitreihe nichtlineare Korrelationen zwischen den Abtastwerten der Zeitreihe aufweist.

Erhebliche Bedeutung erlangt dieses Problem auch in verschiedenen Gebieten der Medizin, beispielsweise in der Kardiologie. Speziell in dem Problembereich des Plötzlichen Herztodes kann es lebenswichtig sein, Frühwarnzeichen des Plötzlichen Herztodes zu erkennen, um so früh wie möglich Gegenmaßnahmen gegen das Eintreten des Plötzlichen Herztodes einzuleiten.

Es ist bekannt, daß eine Zeitreihe eines Elektrokardiogramms, welches nicht korreliert ist, ein nicht gefährdetes Herz bezüglich des plötzlichen Herztodes beschreibt. Ein gefährdetes Herz bezüglich des plötzlichen Herztodes wird durch eine Zeitreihe des Elektrokardiogramms beschrieben, welches nichtlineare Korrelationen zwischen den Abtastwerten der Zeitreihe aufweist [1]. Weiterhin ist es aus [1] bekannt, aus der graphischen Phasenraumdarstellung (Fourier-Transformation) zweier aufeinander folgender Herzschläge Zeitreihen eines Elektrokardiogramms zu ermitteln, die Herzen beschreiben, die bezüglich des Plötzlichen Herztodes gefährdet sind.

Das in [1] beschriebene Verfahren weist alle Nachteile auf, die empirische Verfahren in sich bergen. Hierbei sind insbesondere die Fehleranfälligkeit graphischer Deutungen durch einen Menschen, das Problem des Setzens einer Schranke, ab der eine Zeitreihe als gefährdet klassifiziert wird, sowie Ungenauigkeiten in der Darstellung der Fourier-Transformierten auf dem Bildschirm als Nachteil des bekannten Verfahrens zu betrachten.

Weiterhin sind Verfahren zur Bestimmung stochastischer, bedingter Entropien bekannt [2] [3]. Aus [4] ist ein Verfahren bekannt mit dem der zeitliche Verlauf der lokalen Sauerstoffspannung des Gehirns (tipO2) ermittelt werden kann.

Aus dem Dokument [5] ist ein Verfahren und eine Anordnung zum Vergleichen von Wellenformen von zeitveränderlichen Signalen bekannt.

Der Erfindung liegt das Problem zugrunde, ein Verfahren zu schaffen, um eine Zeitreihe, die eine vorgebbare Anzahl von Abtastwerten aufweist, mit Hilfe eines Rechners schnell und verläßlich zu klassifizieren.

Das Problem wird durch das Verfahren gemäß Patentanspruch 1 gelöst.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren werden für eine vorgebbare Anzahl von Abtastwerten bedingte Entropien ermittelt. Aus den bedingten Entropien wird ein Informationsfluß für eine vorgebbare Anzahl zukünftiger Abtastpunkte bestimmt, anhand dessen die Zeitreihe klassifiziert wird.

Weiterbildungen des erfindungsgemäßen Verfahrens sowie dessen Anwendungsmöglichkeiten ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen.

Durch das Verfahren gemäß Patentanspruch 5 ist es möglich, die Klassifikation zu beschleunigen, da nur anhand der Form des Graphen des Informationsflusses eine binäre Klassifikation durchgeführt werden muß. Die Unterscheidung der Zeitreihe in einen ersten Zeitreihentyp und in einen zweiten Zeitreihentyp ist sehr einfach durchzuführen, da der erste Zeitreihentyp klassifiziert wird, wenn der Graph des Informationsflusses eine in etwa gekrümmte Form aufweist.

Weiterhin ist es vorteilhaft, das Verfahren für eine Zeitreihe einzusetzen, die durch ein gemessenes Elektrokardiogramm-Signal (EKG) zur Verfügung gestellt wird. Mit der Ermittlung stochastischer Korrelationen zwischen den Abtastwerten der Zeitreihe wird eine Klassifikation der Zeitreihe in ein Elektrokardiogramm-Signal (EKG), welches ein Herz beschreibt gefährdet ist bezüglich des plötzlichen Herztodes sowie in ein Elektrokardiogramm-Signal (EKG) eines ungefährdeten Herzens, möglich. Dadurch ist es möglich, frühzeitig eine Gefährdung zu erkennen und eine Behandlung gegen den plötzlichen Herztod einzuleiten.

Anhand der Fig. 1 bis 5, die ein Ausführungsbeispiel darstellen, wird die Erfindung im weiteren näher erläutert. Es zeigen

Fig. 1 ein Ablaufdiagramm, in dem das erfindungsgemäße Verfahren dargestellt ist;

Fig. 2 ein Ablaufdiagramm, in dem die Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens gemäß Patentanspruch 3 beschrieben ist;

Fig. 3 ein Blockdiagramm, in dem verschiedene mögliche Zeitreihen, die klassifiziert werden, dargestellt sind;

Fig. 4 ein Blockdiagramm, welches einen Rechner, der zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens notwendigerweise verwendet wird, dargestellt ist;

Fig. 5 ein Diagramm, in dem qualitativ ein Graph eines ermittelten Informationsflusses für zukünftige Werte für eine chaotische Zeitreihe, eine Zeitreihe, die nichtlineare Korrelationen zwischen ihren Abtastwerten aufweist, sowie eine Zeitreihe, deren Abtastwerte stochastisch voneinander unabhängig sind, dargestellt sind.

In Fig. 1 ist dargestellt, daß in einem ersten Schritt des erfindungsgemäßen Verfahrens die Zeitreihe, welche eine vorgebbare Anzahl von Abtastwerten aufweist, gemessen wird 101. Die Messung erfolgt durch ein Meßgerät MG, welches sowohl analoge oder digitale Signale mißt und einem Rechner R zuführt (vgl. Fig. 4). Von dem Rechner R werden bedingte Entropien $H(n|n-1 \dots 1)$ für die einzelnen Abtastwerte der Zeitreihe ermittelt 102. Verschiedene Vorgehensweisen zur Ermittlung der bedingten Entropien $H(n|n-1 \dots 1)$ sind bekannt [2] [3]. Im Rahmen dieses Dokumentes wird für die bedingten Entropien $H(n|n-1 \dots 1)$ beispielsweise folgende Definition verwendet, welche jedoch nicht die Möglichkeit der Verwendung anderer Definitionen im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens einschränkt:

$$H(n|n-1 \dots 1) = - \sum_{i=1}^{k_n-1} \sum_{j=1}^m p(j, i) \cdot \log(p(j|i)) \quad (1)$$

wobei mit

$H(n|n-1 \dots 1)$ jeweils die bedingten Entropien bezeichnet werden,

n eine Länge einer Sequenz berücksichtigter Abtastwerte der Zeitreihe bezeichnet wird,

k_n ($k_n = m^n$) eine Anzahl verschiedener Sequenzen berücksichtigter Abtastwerte der Länge n bezeichnet wird,

m eine Anzahl von Werten bezeichnet wird, die die Abtastwerte annehmen können,

$p(j, i)$ Verbundwahrscheinlichkeiten bezeichnet werden, und

$p(j|i)$ bedingte Wahrscheinlichkeiten bezeichnet werden.

Es ist bei dem erfindungsgemäßen Verfahren vorgesehen, die bedingten Entropien $H(n|n-1 \dots 1)$ für die vorgebbare Anzahl von Abtastwerten, die die Zeitreihe aufweist, zu bestimmen. Es ist jedoch ebenso vorgesehen, einige bedingte Entropien $H(n|n-1 \dots 1)$ nicht zu ermitteln, und somit die entsprechenden Abtastwerte nicht zu berücksichtigen. Dies entspricht einer Verringerung der Anzahl von Abtastwerten. Die Anzahl berücksichtigter Abtastwerte der Zeitreihe spiegeln direkt die Genauigkeit des erfindungsgemäßen Verfahrens bezüglich der Klassifikation der Zeitreihe wider.

Die Anzahl von Werten m , die die Abtastwerte annehmen können, ist vorgebar. Die Werte können, müssen jedoch nicht über konstante Intervalle verteilt sein.

Es können ebenso für verschiedene Klassifikationen unterschiedliche mögliche Werte von Abtastwerten vorgegeben werden. Ein Satz von vorgebbaren Werten der Anzahl n wird im folgenden als eine Partition β bezeichnet. Somit bezeichnet die Partition β einen Satz disjunkter Intervalle B_i d. h.

$$\beta = \{B_i\}_{i=1}^m, \quad \bigcup_{i=1}^m B_i = A \quad \text{und} \quad B_i \cap B_j = \emptyset \quad \text{für} \quad i \neq j \quad (2)$$

Hierbei bezeichnen i und j einen ersten Laufindex und einen zweiten Laufindex. Somit ergibt sich als eine Blockentropie

$$H^\beta(n) = - \sum_{i=1}^{k_n} p^{i, \beta}(n) \cdot \log(p^{i, \beta}(n)) \quad (3)$$

Hierbei bezeichnet $p^{i, \beta}(n)$ die Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines Abtastwerts, der für die Partition β den Abtastwert i aufweist bei einer Sequenz der Länge n .

Eine Entropie für eine vorgebbare Anzahl zukünftiger Abtastzeitpunkte p ist gegeben durch

$$H^\beta(n, p) = - \sum_{i=1}^{k_n} \sum_{j=1}^m p^{i, j, \beta}(n, p) \cdot \log(p^{i, j, \beta}(n, p)) \quad (4)$$

Hierbei bezeichnet $p^{i, j, \beta}(n, p)$ die Verbundwahrscheinlichkeit des Auftretens eines Abtastwertes i für die Sequenz der Länge n und das Auftreten des Abtastwertes j zu einem Zeitpunkt, der die vorgebbare Anzahl zukünftiger Abtastzeitpunkte voraus ist im Rahmen der Partition β . Eine bedingte Entropie, jeweils unter der Voraussetzung, daß der zeitlich direkt vorangegangene Abtastzeitpunkt bekannt ist, wird mit $H^\beta((n+1)|n \dots 1)$ bezeichnet.

Ein Informationsfluß für die vorgebbare Anzahl zukünftiger Abtastzeitpunkte p für eine bestimmte Partition β wird gebildet nach folgender Vorschrift:

$$I_p^\beta = \lim_{n \rightarrow \infty} I^\beta(n + p, n + 1 | n \dots 1) \quad (6)$$

Hierbei ergibt sich $I^\beta(n + p, n + 1 | n \dots 1)$ aus:

$$I^\beta(n + p, n + 1 | n \dots 1) = H^\beta(n + p | n \dots 1) + H^\beta(n + p | n + 1 \dots 1) \quad (7)$$

Die Partition β ist als eine infinitesimale Partitionierung definiert, so daß gilt: $\varepsilon = \text{diameter}(\beta) \rightarrow 0$, wobei mit

diameter (β) eine jeweils größte Zelllänge bezeichnet wird.

Der Informationsfluß I^{β}_p ist allgemein ein Maß für die statistisch nichtlineare Korrelation zwischen zwei freien Variablen, in diesem Verfahren zwischen den Abtastwerten verschiedener Abtastzeitpunkte der Zeitreihe.

Der Informationsfluß I^{β}_p wird somit bei dem erfindungsgemäßen Verfahren für eine vorgebbare Anzahl zukünftiger Abtastzeitpunkte p abhängig von einer vorgebbaren Anzahl vergangener Abtastwerte n , die die Zeitreihe aufweist, gebildet.

Aus den bedingten Entropien wird in einem dritten Schritt 103 mindestens ein Informationsfluß I^{β}_p bestimmt.

Ein Graph der Funktion des Informationsflusses I^{β}_p weist für unterschiedliche Zeitreihen unterschiedliche charakteristische Formen auf (vgl. Fig. 5).

Für eine chaotische Zeitreihe CHA weist der Informationsfluß I^{β}_p einer Partition β in einer idealen Näherung einen konstanten, waagrechten Verlauf über den Abtastwerten p auf.

Qualitativ ergibt sich für den Informationsfluß I^{β}_p einer Zeitreihe, deren Abtastwerte nichtlineare Korrelationen aufweisen, eine monoton fallende, parabelähnlich gekrümmte Funktion ZT1. Dies entspricht einem ersten Zeitreihentyp ZT1.

Weisen jedoch die Abtastwerte untereinander keinerlei Korrelationen auf, so ist qualitativ ein steil, in etwa linear abfallender Graph des Informationsflusses I^{β}_p für zukünftige Abtastwerte gegeben. Dies ist ersichtlich durch die Überlegung, daß bei nicht vorhandener Korrelation zukünftiger Abtastwerte in keinsten Weise vorhergesagt werden können, und somit auch keinerlei Information über zukünftige Abtastwerte vorhanden sind. Dies ist eben für eine Zeitreihe, deren Abtastwerte nichtlineare Korrelationen aufweisen, nicht der Fall.

In einem letzten Schritt 104 wird anhand des Informationsflusses I^{β}_p eine Klassifikation durchgeführt. Diese Klassifikation kann je nach Anwendungsbereich unterschiedlicher Art sein.

Eine sehr einfache Klassifikation, die sich jedoch für einige Arten von Zeitreihen als eine vorteilhafte und ausreichende Weiterbildung des Verfahrens erweist, liegt in einer "binären" Klassifikation.

Hierbei wird anhand des Graphen des Informationsflusses I^{β}_p für zukünftige Abtastwerte 201 in einem Prüfungsschritt 202 überprüft, ob der Graph in etwa gekrümmt ist, oder ob er steil linear fällt (vgl. Fig. 2).

Weist die Form des Graphen eine parabelähnliche, leicht gekrümmte, fallende Form auf, so wird die Zeitreihe als der erste Zeitreihentyp ZT1 klassifiziert. Dies entspricht bei einer Zeitreihe, die durch ein gemessenes Kardiogramm-Signal (EKG) gegeben ist, einer Klassifikation des Elektrokardiogramm-Signals (EKG) in ein Elektrokardiogramm-Signal (EKG) eines gefährdeten Herzens bezüglich des plötzlichen Herztodes.

Weist jedoch der Graph eine steil abfallende, lineare Form auf, so wird die Zeitreihe in den zweiten Zeitreihentyp ZT2 klassifiziert 203. Dies entspricht für das Beispiel des Elektrokardiogramm-Signals der Klassifikation des EKG-Signals als ein EKG-Signal eines ungefährdeten Herzens bezüglich des plötzlichen Herztodes.

In Fig. 3 sind verschiedene Möglichkeiten für die Arten einer Zeitreihe, für die das Verfahren einsetzbar ist, angegeben 301. Diese Aufzählung weist jedoch keinerlei einschränkenden Charakter auf. Das Verfahren ist für jede Art von Zeitreihe verwendbar, bei dem es gilt, nichtlineare Korrelationen zwischen den Abtastwerten der Zeitreihe zu ermitteln, und die Zeitreihe anhand dieser nichtlinearen Korrelationen, die sich in dem Informationsfluß widerspiegeln, zu klassifizieren.

Die Zeitreihe kann beispielsweise sein:

- ein Elektrokardiogramm-Signal (EKG) 302,
- ein Elektroencephalogramm-Signal (EEG) 303,
- ein Signal, welches den Verlauf der Sauerstoffspannung eines Gehirns beschreibt 304.

In Fig. 4 ist der Rechner R dargestellt, mit dem das erfindungsgemäße Verfahren notwendigerweise durchgeführt wird.

Der Rechner R verarbeitet die von dem Meßgerät MG aufgenommenen, und dem Rechner R zugeführten Zeitreihen.

Hierbei ist es nicht von Bedeutung, ob die Bildung der Abtastwerte aus dem möglicherweise analogen Signal in dem Meßgerät MG oder in dem Rechner R durchgeführt wird. Beide Varianten sind für das erfindungsgemäße Verfahren vorgesehen.

Das Meßgerät MG kann beispielsweise ein Elektrokardiograph (EKG), ein Elektroencephalograph (EEG) oder auch ein Gerät sein, welches nach dem in [2] dargestellten Verfahren arbeitet.

Das Klassifikationsergebnis, welches durch den Rechner R auf die im vorigen beschriebene Weise ermittelt wird, wird in einem Mittel zur Weiterverarbeitung WV weiterverarbeitet, beispielsweise einem Benutzer dargestellt. Dieses Mittel WV kann beispielsweise ein Drucker, ein Bildschirm oder auch ein Lautsprecher sein, über das ein akustisches oder visuelles Signal an einen Benutzer weitergegeben wird.

Im Rahmen dieses Dokuments wurden folgende Veröffentlichungen zitiert:

- [1] G. Morfill, Komplexitätsanalyse in der Kardiologie, Physikalische Blätter, Vol. 50, Nr. 2, S. 156 bis 160, 1994;
- [2] W. Ebeling et al, Entropy, Transinformation and Word Distribution of Information-Carrying Sequences, International Journal of Bifurcation and Chaos, Vol. 5, Nr. 1, S. 51—61, 1995;
- [3] D. Wolpert et al, Estimation Functions of Probability Distributions from a finite Set of Samples, Physical Review E, Vol. 52, Nr. 6, S. 6841—6854, Dezember 1995;
- [4] LICOX, GMS, Gesellschaft für Medizinische Sondentechnik mbH, Advanced Tissue Monitoring;
- [5] DE 39 12 028 A1.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Klassifikation einer meßbaren Zeitreihe, die eine vorgebbare Anzahl von Abtastwerten

aufweist, beispielsweise eines elektrischen Signals, durch einen Rechner,

- bei dem bedingte Entropien ermittelt werden,
- bei den aus den bedingten Entropien mindestens ein Informationsfluß für eine vorgebbare Anzahl zukünftiger Abtastzeitpunkte (p) bestimmt wird, und
- bei den anhand des Informationsflusses eine Klassifikation der Zeitreihe durchgeführt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem alle bedingten Entropien der Abtastwerte der Zeitreihe ermittelt werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, bei dem die bedingten Entropien ermittelt werden nach der Vorschrift

$$H(n|n-1 \dots 1) = - \sum_{i=1}^{k_n-1} \sum_{j=1}^m p(j, i) \cdot \log(p(j|i))$$

wobei mit

$H(n|n-1 \dots 1)$ jeweils die bedingten Entropien bezeichnet werden,

n eine Länge einer Sequenz berücksichtigter Abtastwerte der Zeitreihe bezeichnet wird,

k_n ($k_n = m^n$) eine Anzahl verschiedener Sequenzen berücksichtigter Abtastwerte der Länge n bezeichnet wird,

m eine Anzahl von Werten bezeichnet wird, die die Abtastwerte annehmen können,

$p(j, i)$ Verbundwahrscheinlichkeiten bezeichnet werden, und

$p(j|i)$ bedingte Wahrscheinlichkeiten bezeichnet werden.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem der Informationsfluß ($I^{\beta}(n+1; n+p|n \dots 1)$) für eine vorgebbare Anzahl zukünftiger Abtastzeitpunkte (p) bestimmt wird nach der Vorschrift

$$I^{\beta}(n+1; n+p|n \dots 1) = H^{\beta}(n+p|n \dots 1) - H^{\beta}(n+p|n+1 \dots 1)$$

wobei

β eine Partition eindeutig bezeichnet, durch die eine Anzahl m von Werten, die die Abtastwerte annehmen können, vorgegeben wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem bei der Klassifikation die Zeitreihe entweder in einen ersten Zeitreihentyp, wenn der Graph des Informationsflusses eine gekrümmte Form aufweist, oder in einen zweiten Zeitreihentyp klassifiziert wird, wenn eine gekrümmte Form des Graphen nicht vorliegt.

6. Verwendung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei als Zeitreihe ein Elektrokardiogramm-Signal (EKG) gemessen wird.

7. Verwendung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei als Zeitreihe ein Elektroencephalogramm-Signal (EEG) gemessen wird.

8. Verwendung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei als Zeitreihe ein Signal gemessen wird, das den Spannungsverlauf eines Gehirndrucks beschreibt.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

FIG 1

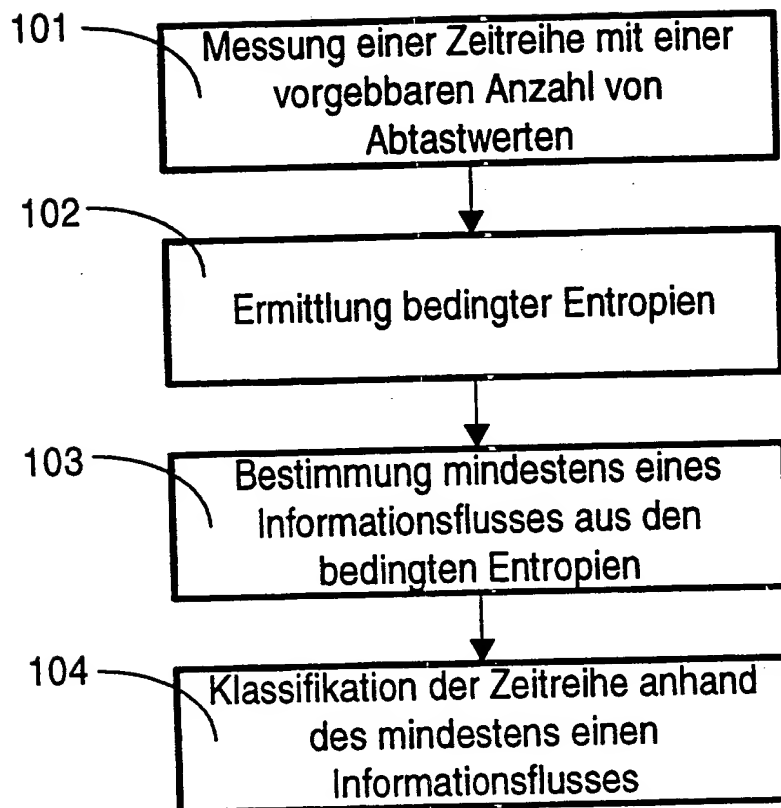


FIG 2

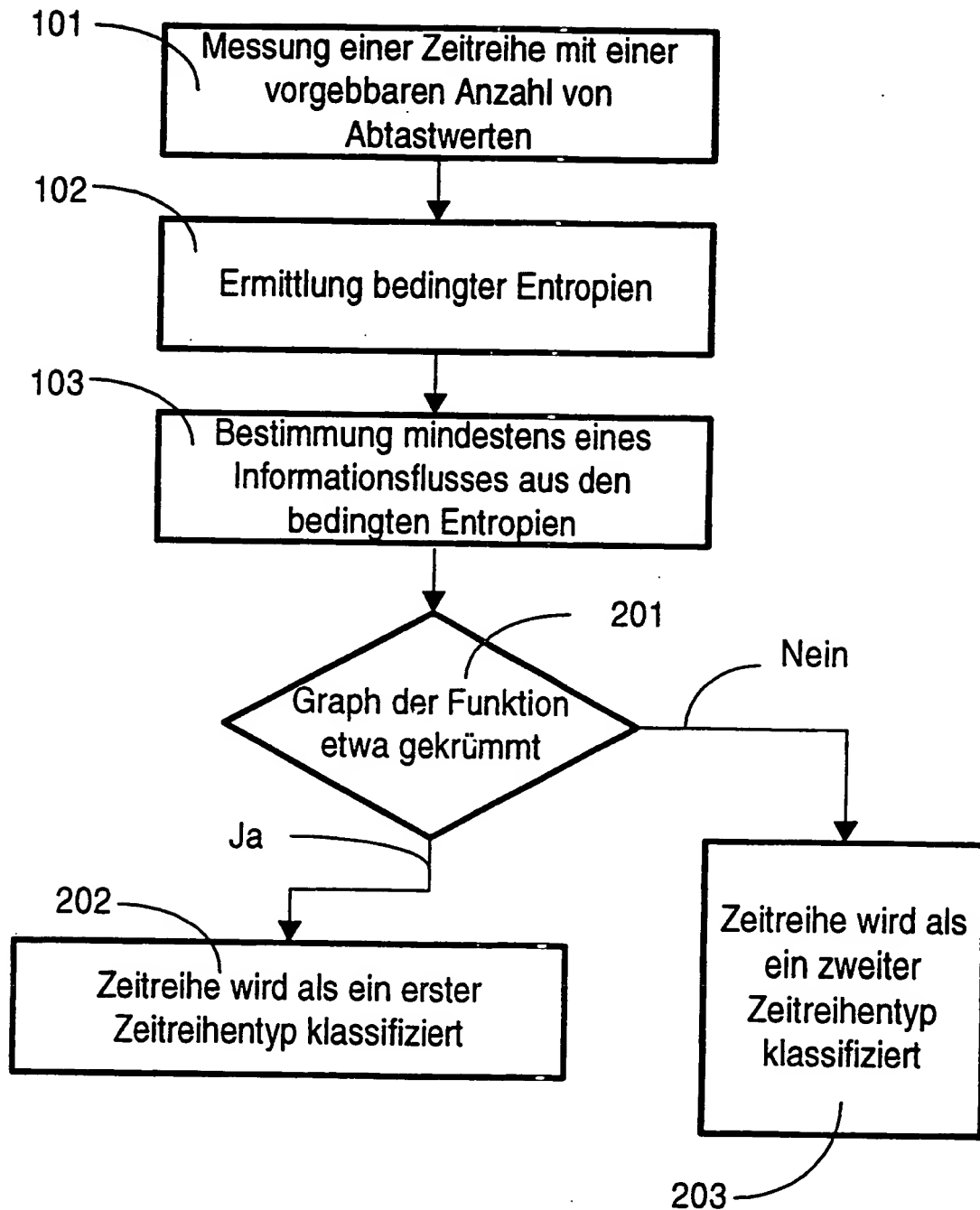


FIG 3

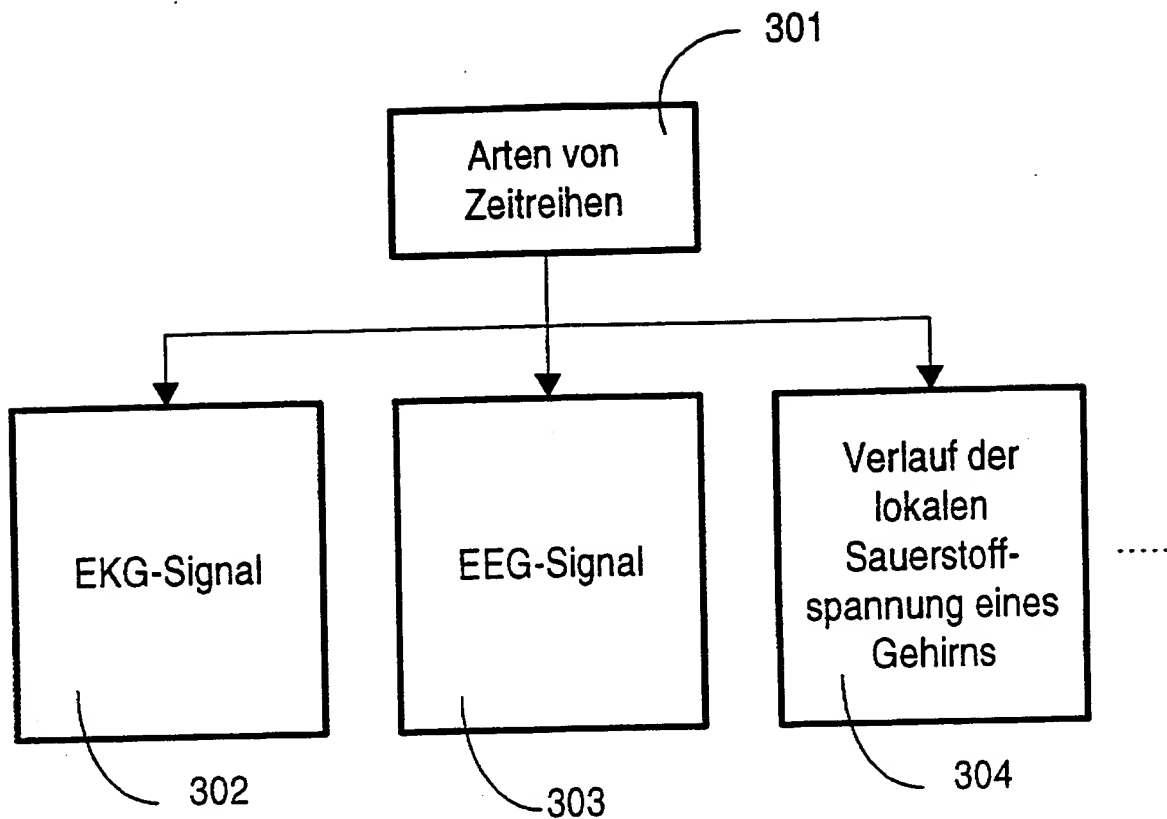


FIG 4

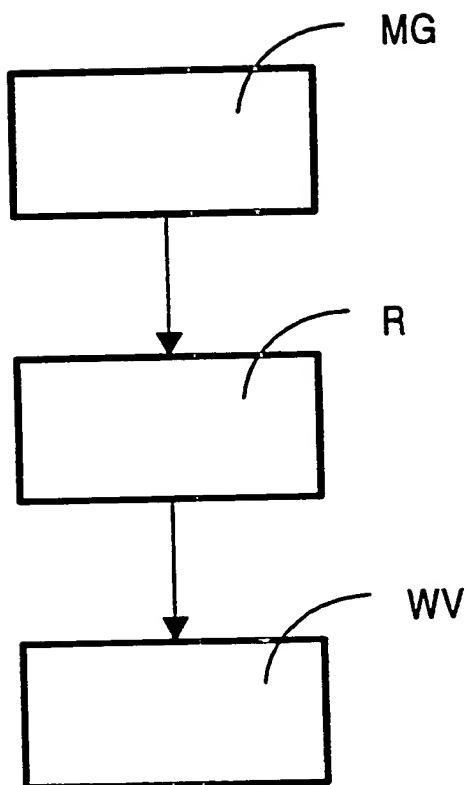


FIG 5

